

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-254141

(43)Date of publication of application : 19.09.2000

(51)Int.Cl.

A61B 18/12
A61B 18/00
// H02J 7/00

(21)Application number : 11-059271

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 05.03.1999

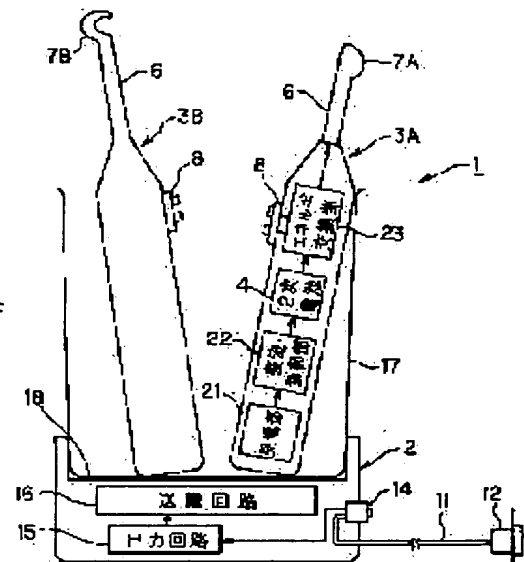
(72)Inventor : SAKURAI TOMOHISA
HATTA SHINJI
SHIGA AKIRA
TSUKAGOSHI TAKESHI
YASUNAGA KOJI
KARASAWA MASARU
YAMAMIYA HIROYUKI
NAKAMURA TAKEAKI

(54) SURGICAL INSTRUMENT

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a surgical instrument which allows charging the sterilized instrument without contamination and almost eliminates the need for battery exchange during surgery.

SOLUTION: A power transmission circuit 16 for power transmitting oscillation signals generated in an output circuit 15 is provided in a charger 2. The oscillation signals are received by a power reception part 21 provided inside the disinfected clean operation tools 3A and 3B put inside a cup 17 mounted on the upper part of the charger 2, rectification or the like is performed in a rectification/control part 22 and a secondary battery 4 is charged. That is, the secondary battery 4 inside the operation tools 3A and 3B is charged free from contamination without contacting the charger 2, and the need of the battery exchange during surgery is almost eliminated.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

26.03.2002

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P) (12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許公開番号

特開2000-254141
(P2000-254141A)

(43) 公開日 平成12年9月19日 (2000.9.19)

(51) Int. Cl.	識別記号	F I	ナコード(参考)
A 61 B 18/12		A 61 B 17/39	310 4C060
18/00		H 02 J 7/00	301D 5G003
H 02 J 7/00	301	A 61 B 17/36	330

審査請求 未請求 請求項の範囲 1 OL (全 10 頁)

(21) 出願番号	願号11-58271	(71) 出願人	000000378
(22) 出願日	平成11年3月5日 (1999.3.5)	オリンパス光学工業株式会社	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目8番2号
		藤井 友典	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目8番2号
		東京部渋谷区幡ヶ谷2丁目8番2号	オリ
		ンパス光学工業株式会社内	
		八田 俊二	(72) 発明者
		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目8番2号	オリ
		ンパス光学工業株式会社内	
		100076283	(70) 代理人
		伊藤 進	

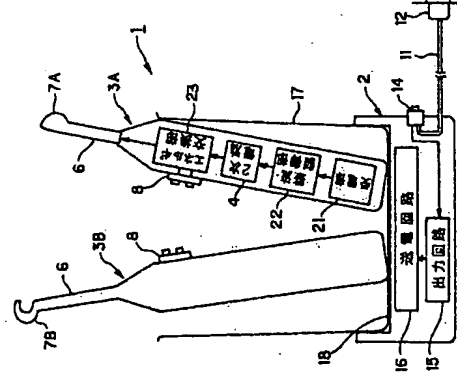
図1に続く

(54) 発明の名称 手術装置

(57) 要約

【課題】 滅菌等の処理された手術器具を汚染することなく充電することができ、手術中における電池交換を殆ど必要にできる手術装置を提供する。

【解決手段】 充電器2には出力回路15で発生した電圧信号を送電する送電回路16が設けられており、この充電器2の上部に設置したコップ17内に入れた消毒液等がさられた清浄な手術器具3A及び3B内に設けた清浄部21により前記汚染箇所を受け、整流・制御部22で整流等して2次電池4を充電できる、つまり充電器2に非接触で汚染しないで手術器具3A及び3B内の2次電池4を充電できる構成にして、手術中における電池交換を殆ど不要にした。



手術装置

【特許請求の範囲】

【請求項1】 充電可能な2次電池及び該2次電池により電気的に駆動される処置部とを有し、消毒滅菌は滅菌可能な手術器具と、前記手術器具の外部に配置され、前記2次電池を充電するためのエネルギー発生ユニットとを有する手術装置において、前記エネルギー発生ユニットに設けたエネルギーを放射するエネルギー放射手段と、前記エネルギー発生ユニットと、前記手術器具に設けられ、前記エネルギー発生ユニットと非接触で前記エネルギーを受けて、前記2次電池を充電するエネルギーを生成する充電エネルギー生成手段と、を設けたことを特徴とする手術装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】 【発明の属する技術分野】 本発明は充電器等のエネルギー発生ユニットと非接触で手術器具に内蔵した2次電池を充電する手術装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 近年、内視鏡による観察下等により、切開する部分を最小限に抑えて、短時間で完治ができるような外科手術が広く行われるようになった。例えば特公平2-43501号に開示された従来の手術器具では、ハンドピース内に電池が設けられており、更にモータと駆動部が一体的に設けられており、そのモータは内蔵された電池で動作するようにになっている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 上記従来例は操作する場合、邪魔になり易い電源コードを不必要にして操作性を向上できるが、その問題点として電池がなくなってしまうと処置が出来なくなる欠点がある。

【0004】 この場合、特に手術中に電池交換を行わなければならないことを回避するには、手術前に電池交換を行っておくことが必要になるが、このような作業は煩わしいものとなるし、一部使用しただけで電池交換が必要でない可能性があるような場合にも、手術中の電池交換を回避するために交換することが必要となってしまう。

【0005】 また、滅菌処理された手術器具の電池交換を行う場合には、汚染しないように細心の注意が必要となり、看護婦等に非常に負担を強い欠点がある。このため、手術器具に充電可能な電池を内蔵し、充電器で充電することにより、対応することが考えられるが、従来例では充電器を接続することにより、滅菌された手術器具を汚染してしまう欠点があった。

【0006】 発明の目的 本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、滅菌処理された手術器具を汚染することなく充電することができ、手術中における電池交換を殆ど必要にできる手術装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】 充電可能な2次電池及び該2次電池により電気的に駆動される処置部とを有し、消毒滅菌は滅菌可能な手術器具と、前記手術器具の外部に配置され、前記2次電池を充電するためのエネルギー発生ユニットとを有する手術装置において、前記エネルギー発生ユニットに設けたエネルギーを放射するエネルギー放射手段と、前記エネルギー発生ユニットと、前記手術器具に設けられ、前記エネルギー発生ユニットと非接触で前記エネルギーを受けて、前記2次電池を充電するエネルギーを生成する充電エネルギー生成手段と、を設けることにより、手術器具の2次電池をエネルギー発生ユニットと非接触で、つまり滅菌処理された手術器具を汚染することなく充電できるようにして、手術中における電池交換を殆ど必要にしている。

【0008】

【0009】 【発明の実施の形態】 以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第1の実施の形態） 図1ないし図5は本発明の第1の実施の形態に係る、図1は第1の実施の形態を備えた手術システム1の構成を示し、図2は充電している状態での構成を示し、図3は非接触で充電する場合の動作原理、手術器具及び充電器の電気系の構成を示し、図4は手術器具の構成例を示し、図5は変形例の手術器具及び充電器の電気系の構成を示す。

【0010】 図1及び図2に示す手術システム1は充電を行うためのエネルギーを発生すると共にそのエネルギーを放射する機能を持ったエネルギー発生ユニットとしての充電器2と、手術を行うための手術器具3A及び3Bとからなり、手術器具3A及び3Bには前記充電器2からのエネルギーを前記充電器2と非接触で受け、充電可能な2次電池4を充電する充電エネルギー生成手段をそれぞれ内蔵している。

【0011】 また、手術器具3A及び3Bは、術者により把持される把持部5と、この把持部5から突出する細部6とを有し、この細部6の先端には生体組織に対して処置を行う処置部7A及び7Bが設けられている。

【0012】 また、把持部5にはスイッチ8が設けられており、このスイッチ8をON、OFFすることにより、処置部7A及び7Bを駆動あるいは駆動停止させることができるようにしている。

【0013】 充電器2は商用電源に接続する電源コード11を有し、この電源コード11の先端のプラグ12を商用電源のコンセントに接続することにより、商用電源から交流の電気エネルギーが電源スイッチ14を介して出力回路15に供給される。この出力回路15はこの交流の電気エネルギーを例えばより高い周波数の電気エネルギーに変換して出力増幅器、その出力増幅に接続された送電回路16（を構成する送電コイル16a）に出力する。

【0014】 上記出力回路15は例えば図3（B）に示すように電源回路15aと、この電源回路15aにより生成された直流の電圧で発振する発振回路15bと、電

返回路からの直流の電流が供給され、発振回路15bの発信信号を増幅するアンプ15cとから構成され、このアンプ15cの出力端に送電回路16（を構成する送電コイル16a）が接続されている。

【0014】発振回路15bは例えば数10kHzから数MHzの周波数で発振し、この高周波信号をアンプ15cで増幅し、送電手段である送電コイル16aに送電エネルギーを放射するようにしている。

【0015】なお、図2に示すように充電器2の上部には洗液及び消毒（或いは滅菌）等がされた清浄な手術具3A及び3B等を入れるカップ17を載置できるように凹部形状のカップ部18が設けられている。このカップ17は洗液及び消毒（或いは滅菌）等が可能である。また、充電器2の送電コイル16aが埋め込まれた部材と、カップ17は電磁エネルギーを透過する素材、例えばガラス或いはテフロン（登録商標）等の樹脂である。

【0016】そして、清浄にしたこのカップ17に手術具3A及び3B等を入れ、充電器2により、手術具3A及び3Bに非接触で手術具3A及び3Bの2次電池4を充電することができている。

【0017】一方、例えば手術具3Aは図2に示すように送電回路16から放射されて電磁エネルギーを受ける受電部21と、この受電部21で受電した電磁エネルギーを直流の電気エネルギーに変換すると共に、充電するのに適した電圧に設定する整流・制御部22と、この整流・制御部22の出力で充電される2次電池4と、この2次電池4により駆動されるエネルギー変換部23と、このエネルギー変換部23により直接或いは伝導部材としての制御部6を介して駆動される例えばメス型の刃部7Aとを有する。

【0018】この手術具3Aが例えば超音波メスの場合には、エネルギー変換部23の構成は図4（A）に示すように超音波発振回路23a及び超音波振動子（図3では単に振動子と略記）23bとなる。

【0019】図1ではこの手術具3Aが例えば超音波メスの場合でのより具体的な構成を示している。この手術具3Aはその把持部5の後端付近に電池収納室31が設けられ、この電池収納室31の後端は開口し、腱ネジを配した蓋32と結合する雄ネジが設けられている。また、蓋32と結合する嵌合部の途中に水密用のオリング等のシール部材33が設けられて、蓋32を取り付けた状態では内部を水密に保持できるようにしている。

【0020】また、電池収納室31の周囲には受電部21を形成する受電コイル21aが配置され、この受電コイル21aで誘起した電気エネルギーはリード線を介して整流・制御部22に入力され、この整流・制御部22で2次電池4を充電するのに適した電圧に設定されて2次電池4に供給される。

【0021】この2次電池4はスイッチ8を介して超音

波発振回路23aと接続され、この超音波発振回路23aの出力端に超音波振動子23bが接続されており、超音波発振回路23aの出力信号が印加されることにより、超音波振動子23bは超音波で振動する。なお、図1では受電コイル21a、整流・制御部22、超音波発振回路23aは絶縁部材内部に埋め込まれている。

【0022】この超音波振動子23bの先端はホーン34を介して把持部5から突出する制御部6と接続されており、超音波振動子23bによる超音波振動を制御部7Aで増幅し、さらに制御部6を介してその先端の制御部7Aに超音波振動を伝達する。なお、ホーン34の先端と制御部6との接続部はゴム部材等の弾性部材35を介して把持部5のカバー部材（外装部材）で覆われるようにしており、把持部5の内部は洗液等の消毒（或いは滅菌）がでるようには水密構造になっている。また、滅菌ガスでの滅菌に対する耐性も有するようにしている。

【0023】つまり、本実施の形態における手術具3Aは洗液はもとより、消毒或いは滅菌が可能である。なお、把持部5から突出する制御部6をシールする場合、図3-（A）に示すようにホーン34の基端でシールするようにしても良い。

【0024】図3（C）は手術具3Aの電気系のより具体的な構成例を示している。つまり、受電コイル21aの両端には整流・制御部22を構成する整流回路22aの入力端に接続され、整流及び平滑化された後、定電圧アイオード22bによる定電圧化された後、逆流防止用ダイオード22cを介して2次電池4に接続されている。【0025】また、この2次電池4はその一端が直接、他端がスイッチ8を介して超音波発振回路23aの入力端に接続され、この超音波発振回路23aの出力端には超音波振動子23bが接続されている。

【0026】なお、手術具3Bは例えば手術具3Aより長い制御部6でその先端の制御部7Bが例えば鋭型である他は手術具3Aと同様の構成であり、手術具3Aと同様に消毒等が可能である。

【0027】また、上述の説明では手術具3A或いは3Bが超音波メスの場合で説明したが、図4（B）に示すように電気メス3Cでも良いし、図4（C）に示すメスカ式処置具3Dでも良い。

【0028】図4（B）に示すように電気メス3Cは図4（A）に示す超音波メス3Aにおける超音波発振回路の代わりに高周波出力回路23cが設けられ、高周波で発振し、かつその発振出力を増幅して出力する。この高周波出力回路23cの出力端は出力トランス23dの1次側が接続され、その2次側に1次側と絶縁された高周波出力信号を出力する。

【0029】この出力トランス23dの2次側の端子には1月の高周波電圧線36a、36bが接続され、その先端側の制御部7Cに高周波出力信号を伝達する。それ

て、制御部7Cを処置したい生体組織に接触させることにより、切除とか焼灼することができるようになっている。

【0030】なお、把持部5から高周波電圧線36a、36bが突出する部分には絶縁部材37で水密及び気密構造にされている。

【0031】また、図4（C）に示すモータ式処置具3Dは図4（A）に示す超音波メス3Aにおける超音波発振回路23aの代わりにはモータ制御部23eが設けられて、このモータ制御部23eの出力信号でモータ23fを回転駆動するようにしている。

【0032】このモータ23fの回転軸には把持部5から突出する制御部38が接続され、この制御部38の先端に制御部としての回転フランチ39が設けられてあり、生体組織を剥離する等の処置を行うようにしている。

【0033】なお、把持部5から制御部38が突出する部分にはオリング等のシール部材40が設けられ、水密を保持している。このような構成の第1の実施の形態による作用を説明する。

【0034】図1に示す処置具3A及び3Bを使用して手術を行う場合には、蓋32を開けて電池収納室31に2次電池4及び3Bは水密構造及び気密構造であり、洗液及び消毒（或いは滅菌）が可能である。

【0035】そして、手術具3A及び3Bを洗液及び消毒（或いは滅菌）して、図1に示すように充電器2の上部のカップ部18に収納された洗液及び消毒（或いは滅菌）されたカップ17に入れる。

【0036】そして、充電器2のプラグ12を商用コンセントに接続してスイッチ14をONすることにより、図3（B）に示す充電器2の出力回路15を構成する発振回路15bの発信信号がアンプ15cで増幅されて送電コイル16aに印加され、この送電コイル16aの周囲に時間的に変化する電磁界を生成し、その電磁界により、受電コイル21aに時間的に変化する起電力が発生する。

【0037】つまり、図3（A）に示すように高周波信号を送電コイル16aに印加することにより、その周囲に配置した受電コイル21aに高周波信号が発生する（電磁誘導方式）。このようにして、電気的に非接触な状態で、受電コイル21aにエネルギーを伝達する。

【0038】図3（C）に示すように受電コイル21aの高周波信号は整流・制御部22に供給され、整流回路22aで整流され、さらに充電に適した電圧にされて2次電池4に供給され、この2次電池4を充電する。

【0039】従って、充電に必要とされる時間の後に、2次電池4により手術を行うことができる状態になる。従って、このカップ17から例えば手術具3Aを取り出して術者はその把持部5を把持してスイッチ8のONスイッチを押すと2次電池4から超音波発振回路23

aに駆動電源が供給されて超音波を発振し、その超音波を発出力が超音波振動子23bに印加されることにより、超音波振動子は超音波を振動し、制御部6によりその先端の制御部7Aに伝達され、制御部7Aを生体組織に接触させることにより、切除等の処置を行うことができる。

【0040】また、使用後は、制御部3Aを洗液及び消毒（或いは滅菌）して、再びカップ17内にいれて同様

に充電することができ

【0041】上記の構成で手術具3A等の内部に設けられた2次電池4を充電する事によって手術具3A等を繰り返し使用できる。手術具3A等は使用する毎に洗浄・滅菌する必要があり、充電器2は不潔状態な

ので、充電器2に予め洗浄・滅菌したカップ17をセットして、カップ17の中に手術具3A等を入れるようにする事で手術具3A等の滅菌状態を保持した状態で非接

触で充電することができ

【0042】尚、他のエネルギー伝送の手段として、図5（A）、（B）に示す変形例のようなものでも良い。図5（A）では、電源回路15aの直流電源で例えば発光

ダイオード（LEDと略記）16b等の発光手段を発光させて、このLED16bの光を太極電池21bなどの光電変換素子で受けて直流の起電力を発生させ、その起電力を制御部を構成する定電圧ダイオード22b及び逆流防止ダイオード22cを経て2次電池4を充電するよう

にしても良い。

【0043】なお、この場合には、図3（B）に示す充電器2の電気系の構成は出力回路15が電源回路15aで構成され、送電回路16がLED16bで構成されたことになる。また、手術具側は受電部21が太極電池21bで構成され、整流・制御部22が整流を必要としない制御部で構成される。

【0044】また、この場合には、充電器2におけるLED16bを配置した部分の上部の光出射部分と、カップ17とはLED16bの光を透過するガラス等の素材を用いると良い。また、太極電池21bは手術具の後端の例えば蓋32に設けられ、受光部が外面に露むよう

に設ける。この場合にも、充電器2と非接触で2次電池4を充電することができ

【0045】また、図5（B）に示すように、電源回路15aの直流電源で発振回路15bを発振させ、この発振出力で超音波スピーカ16c等の送音器から超音波エネルギー等の超音波エネルギーを送出させ、その超音波エネルギーを超音波マイク21c等の受音器で受けて電気エネルギーに変換し、それを整流・制御部22を介して2次電池4を充電する手段でも良い。

【0046】本実施の形態は以下の効果を有する。第1の実施の形態によれば、電池駆動式の手術具3A等

ので、減電状態を維持して充電する事が可能であり、手術中に電池切れ（電気エネルギーが不足）するようなことを殆ど解消できる。

【0047】（第2の実施の形態）次に本発明の第2の実施の形態を図6及び図7を参照して説明する。図6は第2の実施の形態における処置具3Eの構成を示し、図6は処置具3Eの電気系の構成を示す。本実施の形態は例えば第1の実施の形態の処置具3Aにおいて、充電動作が完了したことを示す手段を設けたものである。

【0048】本実施の形態における処置具3Eを図6に示す。この処置具3Eは図1の処置具3Aにおいて、把持部5内の整流・制御部22の代わりに、この整流・制御部22に充電状態検出部41を設けた整流・制御・判別部42とし、把持部5の外表面にこの整流・制御・判別部42に接続された充電完了表示用LED43が設けられている。

【0049】この処置具3Eの電気系の構成を図7に示す。図7に示すように整流回路22aの出力端は充電状態検出部41を構成するコンパレータ41aの正負の電圧増に接続されると共に、電流制限用抵抗R1を介して定電圧ダイオード22bが接続されている。

【0050】また、定電圧ダイオード22bのキャソードは切換スイッチSW及び逆流防止用ダイオード22cを介して2次電池4のアンロードと接続されている。また、コンパレータ41aの非反転入力端には2次電池4のアンロードの電圧が印加され、コンパレータ41aの反転入力端には定電圧ダイオード22bで安定化された電圧を抵抗R2、R3で分割した基準電圧が印加される。

【0051】このコンパレータ41aの出力端には抵抗R4及びコンデンサCが接続され、2次電池4の電圧が基準電圧を越えた場合にこのコンデンサCを充電した電圧で切換スイッチSWを接点aから接点bに切換え、接点bに接続されたLED43を発光させるようにしている。

【0052】なお、この基準電圧は2次電池4の充電動作が完了した場合の電圧となるように抵抗R2、R3の値が設定されている。また、切換スイッチSWは例えばアナログスイッチで構成され、その電源はコンパレータ41と同様に整流回路22aから供給される（図7では簡単化のため、省略）。その他は第1の実施の形態と同様の構成である。

【0053】本実施の形態によれば、第1の実施の形態と同様の作用を有する他に、充電した場合には、2次電池4の充電動作が完了した状態になると、その状態を2次電池4の電圧が基準電圧を越えたことにより検出し、切換スイッチSWを切り換えて2次電池4に充電電流が流れないようにすると共に、LED43を発光（点灯）させるようになる。

【0054】このため、術者等はこのLED43の点灯により、その手術具3Eが充電動作が完了した状態であ

ることを確認することができ、従って、術者はLED43が点灯した手術具を使用すれば良く、この場合には手術中に電池切れが発生することをより確実に防止できる。

【0055】また、過度に2次電池4を充電してしまいうようなことを防止できる（過度の充電で2次電池4を過充電化させてしまいうことを防止できる）。充電器2の電源を入れた状態にしたままでも過度に2次電池4を充電してしまいうようなことを防止でき、使い勝手が向上する。

【0056】従って、本実施の形態によれば、第1の実施の形態の効果の他に、2次電池4の充電完了状態か否かをLED43の点灯（非点灯）により容易に知ることができる。また、過充電を防止して、2次電池4の寿命の低下を防止できるし、充電器2の電源を入らばなしにても2次電池4の寿命の低下を防止できる等、取り扱っても容易となる等の効果がある。

【0057】なお、本実施の形態では、充電完了状態を検出す検出手段を設け、充電完了状態を検出した場合にはLED43を点灯させてユーザに充電完了状態を告知するようにしているが、充電中にLED43を点灯させ、充電完了状態にLED43を消灯させて充電中及び充電完了状態を告知するようにしても良い。

【0058】この場合には、図7において、LED43のアンロードをダイオード22cのアンロードと共に、切換スイッチSWの接点aに接続すれば良い。また、充電中に充電中を示すLEDを点灯させ、充電完了状態に前記LEDとは発光する波長が異なるLED43を点灯させて充電中及び充電完了状態を告知するようにしても良い。

【0059】この場合には、図7において、LED43を緑色で発光するLEDとし、この他に赤で発光するLEDのキャソード及びアンロードを図7のLED43のキャソードと切換スイッチSWの接点aに接続すれば良い。

【0060】（第3の実施の形態）次に本発明の第3の実施の形態を図8及び図9を参照して説明する。図8は、トレイ型の手術システム51であって、充電器52とその充電器52を設けるためのカート53と充電器52の上に設置する減電トレイ54と、この減電トレイ54上に設置される電池駆動式手術具55とからなる。【0061】減電トレイ54の中には電池駆動式手術具55や通常の手術具56が設置出来る。充電器52からコード11が延出され、その先端にはプラグ12が設けられている。

【0062】また、この充電器52は、第1の実施の形態と同様の構成であり、図9に示すように送電回路16が設けられており、その上部側に配置される電池駆動式手術具55の内部に設けられている受電部21に非接触でエネルギーを供給する。この受電部21で受けたエネルギーは、整流・制御部22を介して2次電池4に供給し、この2

次電池4を充電する。

【0063】尚、このようにトリー式の場合、手術具55の向きが大きいので、電池駆動式手術具55の内部に、おもひ57が設けられており、送電回路16と受電部21との向きがエネルギーの伝送を効率よく行うことができるように適切な向きとなるようになっている。例えば、送電回路16と受電部21とがコイルで構成された場合には、両コイルの軸方向が平行となるようにして、送電回路16のコイルが発生したエネルギーを受電部21のコイルで効率よく受けることができるようにしている。本実施の形態は以下の効果を有する。本実施の形態によれば、大きな減電トレイ54の中に自由な向きの処置具55を配置しても確実に充電が行われる。

【0064】なお、第2の実施の形態のように2次電池4の充電動作が完了した状態になると、2次電池4に充電電流が流れないようにすると共に、LED43等でユーザに分かるように告知する手段を設けるようにしても良い。

【0065】（第4の実施の形態）次に図10ないし図12を参照して本発明の第4の実施の形態を説明する。図10に示す第4の実施の形態の手術装置としての充電式の超音波装置・切開手術装置61は、充電装置62と2次電池4（図14参照）を内蔵した超音波装置・切開具63とからなる。

【0066】充電装置62には、洗浄・減電可能な充電用ソケット64が組み付けられるようにソケット着脱部62a（図12参照）が設けられている。図12に示すように、充電用ソケット64は充電装置62に対して着脱可能になっている。

【0067】手術の時に超音波切開・装置具63と充電用ソケット64を減電しておき、使用する際に充電用ソケット64を充電装置62にセットした上で超音波装置・切開具63を組み込んでおく。

【0068】図11に示すように充電装置62には送電回路16として例えば2次コイル67が組み込まれており、超音波切開・装置具63には把持部5の外装ケーシング69内に設けた（受電部21としての）2次コイル68が組み込まれており、電磁誘導によってエネルギーが伝送され、2次コイル68に接続された整流・制御部22で充電に適した電圧に変換されて2次電池4に供給され、この2次電池4を充電するようになっている。

【0069】なお、充電用ソケット64は消磁、減電などに特性を有するテフロンの樹脂成いはセラミックス等で構成され、また電磁的に絶縁性を有する。そして、1次コイル67と2次コイル68との間に充電用ソケット64を介させても、1次コイル67による電磁エネルギーを2次コイル68に伝送できるようにしている。また、この2次電池4は図示しないスイッチを介して超音波装置回路23aに接続され、スイッチをONすると超音波装置回路23aの発振出力を超音波振動子23bに

印加する。この超音波振動子23bによる超音波振動は、ポンプ34及び制御部6を経て先端の処置部7Bを超音波振動させる。

【0070】本実施の形態は以下の効果を有する。本実施の形態は1次コイル67と2次コイル68との間に充電用ソケット64が配置されているので超音波装置・切開具の減電状態を維持したまま充電が可能である。【0071】（第5の実施の形態）次に本発明の第5の実施の形態を図13を参照して説明する。図13（A）は内視鏡手術に用いる電池駆動式処置具71を示しており、操作部72と挿入部73とからなり、2次電池74が操作部72と挿入部73にわたって配置されている。

【0072】図13（B）は内視鏡手術に用いる別の電池駆動式処置具71'を示しており、異形の2次電池75が操作部72から挿入部73にわたって配置されている。なお、操作部72内には、例えば第1の実施の形態の受電部21等が配置されている（図示略）。

【0073】本実施の形態の効果としては、量々の大きい2次電池74、75を挿入部73から操作部72にわたって配置したので、処置具のバランスを適切に設定でき、操作性がよい。なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせる等して構成される実施の形態等も本発明に属する。

【0074】【付記】

1. 充電可能な2次電池及び該2次電池により電気的に駆動される処置部とを有し、消磁或いは減電可能な手術具と、前記手術具の外側に配置され、前記2次電池を充電するためのエネルギー発生ユニットとを有する手術装置において、前記エネルギー発生ユニットに設けたエネルギーを放射するエネルギー放射手段と、前記手術具に設けられ、前記エネルギー発生ユニットと非接触で前記エネルギーを受けて、前記2次電池を充電するエネルギーを生成する充電エネルギー生成手段と、を設けたことを特徴とする手術装置。

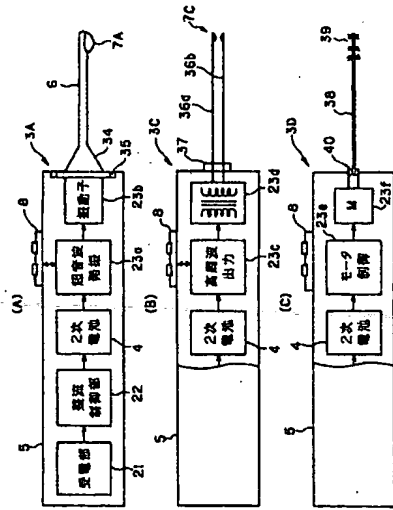
【0075】2. 付記1において、前記エネルギー発生ユニットは送電用コイルを有し、前記充電エネルギー生成手段は送電用コイルから送電される電磁エネルギーを受ける受電コイルを有する電磁誘導方式のエネルギー伝送形態である。

3. 付記1において、前記エネルギー発生ユニットは発光手段を有し、前記充電エネルギー生成手段は発光手段による光を受けて光電変換する光電変換手段を有する。

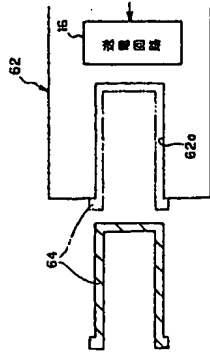
【0076】4. 付記1において、前記手術具には2次電池の充電完了状態が否かを検出す検出手段と、該検出手段の出力に基づいて充電完了状態を告知する手段とを有する。

5. 付記1において、前記手術具には2次電池の充電完了状態が否かを検出す検出手段と、該検出手段により充電完了状態を検出すると、2次電池の充電動作を停止

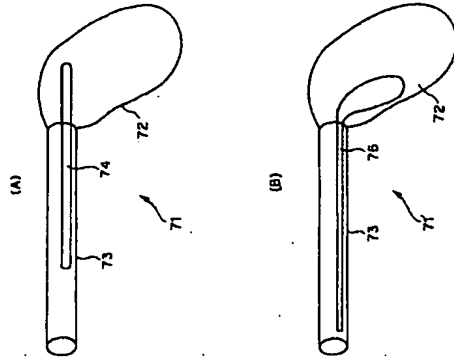
【図4】



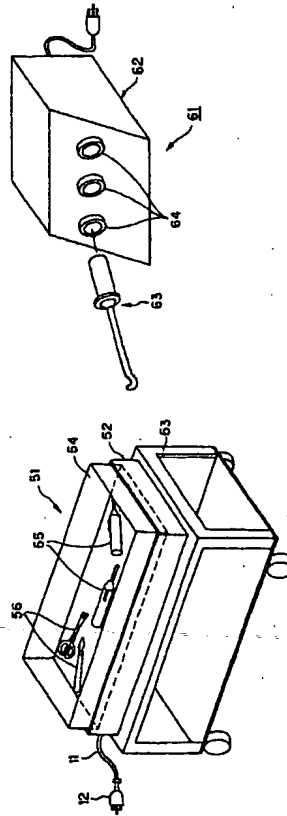
【図12】



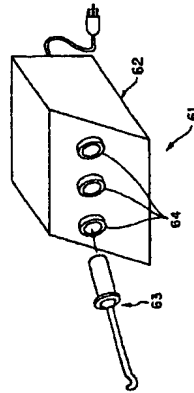
【図13】



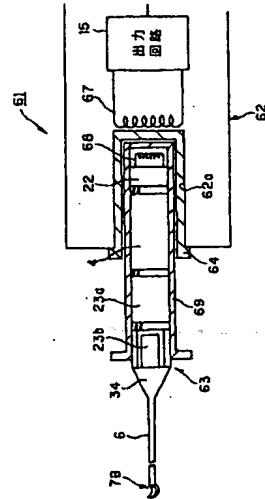
【図8】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

(72)発明者	志賀 明	(72)発明者	池澤 勝
	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 あり		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 あり
(72)発明者	堀越 社	(72)発明者	山宮 広之
	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 あり		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 あり
(72)発明者	安永 浩二	(72)発明者	中村 剛明
	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 あり		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 あり
	ンバス光学工業株式会社内		ンバス光学工業株式会社内

30
35
Fターム(参考) 4C060 JJ11 KK03 KK10 KK15
5C003 AA01 AA06 AA08 BA01 CA14
CC02 EA02 FA08 GB08